

PATENTTI- JA REKISTERIHALLITUS
NATIONAL BOARD OF PATENTS AND REGISTRATION

Helsinki 29.7.2003

ETUOIKEUSTODISTUS
PRIORITY DOCUMENT



Hakija
Applicant **Sepponen, Raimo**
Helsinki

Patenttihakemus nro
Patent application no **20012100**

Tekemispäivä
Filing date **30.10.2001**

Kansainvälinen luokka
International class **H04B**

Keksinnön nimitys
Title of invention

"Rekisteröintijärjestely"

Hakemus on hakemusdiaariin **28.12.2001** tehdyn merkinnän mukaan siirtynyt **Increa OyLLe**, kotipaikka **Helsinki**.

The application has according to an entry made in the register of patent applications on **28.12.2001** been assigned to **Increa Oy**, **Helsinki**.

Täten todistetaan, että oheiset asiakirjat ovat tarkkoja jäljennöksiä Patentti- ja rekisterihallitukselle alkuaan annetuista selityksestä, patenttivaatimuksista ja piirustuksista.

This is to certify that the annexed documents are true copies of the description, claims and drawings originally filed with the Finnish Patent Office.


Pirjo Kaila
Tutkimusaihteen

Maksu 50 €
Fee 50 EUR

Maksu perustuu kaupp- ja teollisuusministeriön antamaan asetukseen 1027/2001 Patentti- ja rekisterihallituksen maksullisista suoritteista muutoksineen.

The fee is based on the Decree with amendments of the Ministry of Trade and Industry No. 1027/2001 concerning the chargeable services of the National Board of Patents and Registration of Finland.

Osoite: Arkadiankatu 6 A Puhelin: 09 6939 500 Telefax: 09 6939 5328
P.O.Box 1160 Telephone: + 358 9 6939 500 Telefax: + 358 9 6939 5328
FIN-00101 Helsinki, FINLAND

REKISTERÖINTIJÄRJESTELY - ANORDNING FÖR REGISTRERING

5 Keksinnön kohteena on järjestely, sisältäen menetelmän ja laitteiston, jonka avulla voidaan rekisteröidä yhdestä tai useammasta kohteesta, kuten esimerkiksi ihmiskehosta, eläimestä, laitteesta tai laitteistosta, signaaleja, kuten esimerkiksi EEG, EKG ja EMG tai joitakin tai jotakin laitteen tai laitteiston signaaleja kuten esimerkiksi lämpötilaan, paineeseen, ääneen liittyvää informaatiota sisältäviä signaaleja ja välittää signaaleihin liittyvää informaatiota lähi- ja kaukoverkkojen kautta, hyödyntää signaaleihin liittyvää informaatiota toimintojen ohjauksessa sekä ohjata signaalien rekisteröintiin liittyviä toimintoja.

Seuraavassa kohteella tarkoitetaan yleisesti kohdetta, josta rekisteröidään signaaleja ja/tai johon liittyy toimilaitteita, joita voidaan ohjata ja ohjauksessa voidaan käyttää informaatiota, joka saadaan kohteesta ainakin osaksi rekisteröidyistä signaaleista.

15 Kohde voi olla siten ihminen tai eläin, laite tai laitteisto.

Käytännössä esiintyy tilanteita, joissa halutaan rekisteröidä kohteesta signaaleja, joista saatavaa informaatiota käytetään eri tavoin hyväksi. Instrumentoinneissa, joissa anturi ja siihen liitetty muut yksiköt ovat ympäristöön ja toisiinsa nähden eri sähköisessä potentiaalissa, syntyy helposti jännite-eron vaikutuksesta yhteismuotoisia virtoja. Yhteismuotoisen virran kulkutienä on hyötysignaalia kuljettavan johdon tai johtojen lisäksi yksi tai useampi kulkutie, johon usein liittyy lohkojen ja ympäristön väliset hajakapasitanssien kautta tapahtuvat kytketymsiset. Esimerkkinä tällaisesta yhdyntästä on laitteiston suojaama. Nämä yhteismuotoiset virrat ovat syynä moniin signaalien rekisteröinnin ja toimilaitteiden ohjauksen aikaisiin sähkömagneettisiin häiriöihin. Voimakas yhteismuotoinen virta ja siihen liittyvä yhteismuotoinen jännite voivat vahingoittaa laitteistoa ja olla käyttäjälle tai tutkittavalle kohteelle vahingollisia.

Uscin rekisteröitäviä signaaleja on useita. Esimerkkinä tällaisesta kohteesta on potilas, josta esimerkiksi leikkauksen aikana voidaan valvoa sydämen toimintaa EKG:n ja verenpaineen BP avulla. Lisäksi voidaan valvoa lihasrelaksaation astetta lihassähkösignaalin EMG avulla.

30 Anestesian syvyyttä voidaan valvoa aivosähkökäyrän EEG avulla. Veren hapetusastetta voidaan valvoa pulssioksimetrin avulla. Vastaavaa valvontaa suoritetaan myös teho-

osastolla ja vaihtelevissa yhdistelmissä vuodeosastolla. Kotihoidon lisääntyessä nämä val-
vonnat ovat siirtymässä myös koteihin ja hoitolaitoksiin. Signaalien rekisteröintiä ja poti-
laan valvontaan tarvittavaa instrumentointia valmistaa mm. Instrumentarium Oy:n Datex-
Ohmeda-ryhmä, jonka kotipaikka on Helsinki, Suomi. Signaalien rekisteröintiin liittyviä
5 perusteita on käsitelty kirjassa J.G. Webster (Editor): Medical Instrumentation Application
and Design, Third Edition, John Wiley & Sons, New York 1998. Tässä kirjassa on biopo-
tentiaalien rekisteröintiä ja siihen liittyvää problematiikkaa käsitelty sivuilla 233-286. Säh-
köistä turvallisuutta sivuilla 623- 658. Turvallisuuden ja signaaliin kytkeytyvien häiriöiden
pientämiseksi käytetään usein isolaatiovahvistimia, joita valmistaa mm. Analog Devices
10 Inc., USA ja Burr Brown Inc., USA. Rekisteröintiin liittyy joko kohteesta itsestään lähtöisin
olevia tai ympäristölähtöisiä häiriöitä. Toisaalta itse rekisteröinti voi häiritä jotain muuta
toimenpidettä. Eräs tällainen tilanne on magneettikuvaus. Magneettikuvauksen aikana koh-
teena tavallisesti olevaan ihmiskehoon kohdistetaan sähkömagneettista säteilyä resonanssi-
taajuudella. Tämä taajuus on n. 42 MHz, kun magneettikuvauslaitteen magneetin voimak-
15 kuus on 1 T ja kohdeytimenä on vetyatomin ydin eli protoni. Mikäli magneettikentän voi-
makkuus on 3 T, protonin resonanssitaajuus on n. 130 MHz.

Magneettikuvausmenetelmiä ja laitteita on kuvattu mm. viitteessä Sepponen RF:

US5592084, johon ja jossa mainittuihin viitteisiin tässä viitataan.

Magneettikuvauksen virityspulssit ovat huipputcholtaan suuria, jopa usita kilowatteja ja
20 niitä toistetaan kuvauksen aikana tyypillisesti satoja kertoja. Mikäli kuvauksen aikana ha-
lutaan rekisteröidä esimerkiksi aivosähkösignaalia eli EEG-signaalia aiheuttavat nämä ja
kuvauksessa välttämättömät gradienttipulssit helposti häiriöitä. Johtuen voimakkaasta mag-
neettikentästä potilaan liike, vaikkapa sydämen sykkeestä aiheutuva, synnyttää häiriöjän-
nittettä johtoihin.

25 Elektrodien kautta kulkeva virta voi aiheuttaa palovammoja elektrodien alaisiin kudoksiin.
Näistä syistä pyritään rekisteröintilaitteet eristämään ympäristöstä erilaisin ratkaisuin. Näitä
ovat mm. erilaiset optiset, langattomat ja ultraääniratkaisut, joita on kuvattu viitteissä
US4737712, US4763075, US5323776, US5394873, US5445162, US5733247, US6032063,
ja US6198287. Näihin viitataan tekniikan nykyisenä tasona.

Toinen tila, jossa usean megahertsin taajuisia häiriöitä esiintyy on leikkaussali, missä käytetyt sähköveitset synnyttävät voimakkaita häiriöitä ja edellyttävät vahvistimilta hyvää iso-

- laatiota ja häiriöiden vaimennuskykyä.
- Ambulansseissa käytetyt radiopuhelimet voivat häiritä biosignaalin, kuten EKG:n rekisteröintiä. Voimakkaita tällaisia häiriölähteitä ovat GSM ja TETRA-puhelimet. Tästä syystä radiopuhelimia ei saa käyttää sairaaloissa, etenkin tiloissa, joissa instrumentoinnin toiminnan luotettavuus on tärkeää. Vastaavasti puhelimen käyttö on kiellettyä lentokoneissa ja niiden käyttöä toivotaan rajoitettavan teollisuus- ym. tiloissa, joissa instrumentoinnin toiminnan luotettavuus on tärkeää.
- 10 Röntgenlaitteissa, erityisesti suun sisällä olevien kohteiden kuten hammas- ja leukakudosten kuvaukseen tarkoitetuissa nk. intraoraalilaitteistoissa, on nykyään ryhdytty käyttämään esimerkiksi CCD- tai CMOS-tekniikalla toteutettuja antureita. Näistä on siirrettävä kuvati-
- 15 tieto nopeasti keskusyksikköön, jotta kuvaaja voi todeta kuvan onnistumistason ja mahdollisen lisäkuvaustarpeen. Anturille on tuotava sen käyttöenergia ja lisäksi siitä on johdettava suurnopeuksinen signaali keskusyksikköön. Turvallisuuden vuoksi on anturi isoloitava sähköisesti muusta ympäristöstä. Lisäksi röntgenlähteestä voi kytkeytyä häiriöjännite, joka syntyy röntgenputken jännitegeneraattorista. Tämä voidaan ratkaista käyttämällä langatonta tiedonsiirtoa anturin ja keskusyksikön välillä ja hoitaa anturin tehonsyöttö paristolla tai
- 20 akulla. Tässä ratkaisussa ongelmana on paristojen suuri koko ja mahdolliset häiriöt langattomassa siirrossa, mikä voi johtaa huonoon kuvaan ja siten uudelleen kuvaamistarpeeseen sekä siten potilaan tarpeettomaan säteilyrasitukseen.
- Nykyisissä ratkaisuissa on lukuisia käytännön ongelmia: Vaikka optinen isolaatio on tehokas estämään sähkömagneettisen radiotaajuisen energian kytkeytymistä, on se teknisesti usein hankala ratkaisu. Isoloitulle osalle on tuotava energia joko paristoilla, akuilla tai
- 25 käyttäen valoparistoja, jotka ovat hyötysuhteeltaan huonoja. Valosignaalin modulointi on myös monimutkaista ja näin ollen kanavien määrä jää vähäiseksi ja niitä ei ole helppo lisätä tai poistaa. Muuntajakytketty isolaatio toimii hyvin vain matalilla taajuuksilla, koska ensiön ja toisiön välillä on suhteellisen suuri kapasitanssi. Isolaatiovahvistinmoduulit valmistaa mm. Burr-Brown Inc. ja Analog Devices Inc. USA.
- 30 Ongelmana nykyisissä ratkaisuissa on, miten voidaan edullisesti järjestää isolaatio, jonka yli siirretään signaali ja tehonsyöttö ilman, että etuaste muodostaa merkittävän kapasitanssin

ympäristön kanssa. Tämän kapasitanssin minimointi on tärkeää signaalin rekisteröinnin häiriöttömyyden ja turvallisuuden vuoksi, kuten edellä ja edellä mainituissa viittauksissa on kuvattu.

5 Nykyratkaisut johtavat myös suureen johtojen määrään. Tämä on selvä haitta mm. potilasvalvonnassa ja etenkin leikkauksen aikaisessa valvonnassa.

Vastaavia ongelmia esiintyy myös muissa instrumentointijärjestelyissä kuten teollisuus, auto- ja lentokone-elctroniikassa.

10 Keksinnön mukaisella järjestelyllä on mahdollista ratkaista edellä kuvatun kaltaiset ongelmat.

Keksinnön mukaiselle järjestelylle on tunnusomaista se, mikä käy ilmi oheisten patenttivaatimusten tunnusmerkkiosista.

15 Keksintöä on havainnollistettu oheisilla piirroksilla:

Kuvassa 1 nykyinen tapa toteuttaa monisuurerekisteröinti, esimerkkinä lääketieteellinen instrumentointijärjestelmä

Kuvassa 2 on esitetty keksinnön mukaisen järjestelyn toteutustapa

Kuvassa 3 on esitetty keksinnön mukainen järjestely lohkokaa viotasolla

20 Kuvassa 4 on esitetty keksinnön mukaisen järjestelyn erään rekisteröintiyksikön toteutus lohkokaa viotasolla

Kuvassa 5 on esitetty eräs keksinnön mukaisen järjestelyn käyttö magneettikuvauslaitteiston yhteydessä

Kuvassa 6 on esitetty eräs keksinnön mukainen järjestely lohkokaa viotasolla

25 Kuvassa 7 on esitetty keksinnön mukainen järjestely monikanavaisen EEG, eli aivosähkökäyrän rekisteröintiin

Kuvassa 8 on esitetty eräs eristysosan toteutusvaihtoehto

Kuvassa 9 on esitetty erään keksinnön mukaisen järjestelyn toteutus, joka soveltuu esimerkiksi kehon sisältä tapahtuvaan NMR-signaalin rekisteröintiin

30 Kuvassa 10 on keksinnön mukaisen järjestelmän soveltaminen potilasvalvonnassa ja potilasvuoteen rakenteeseen liittyen

Kuvassa 11 on esitetty keksinnön mukaisen järjestelyn toteutus vaatteiden yhteydessä

Kuvassa 12 on esitetty keksinnön mukaisen järjestelyn yhteydessä käyttöön soveltuvan erään liittimen toteutus

- 5 Kuvassa 1 on esitetty nykyinen tapa toteuttaa monisuurerckisteröinti. Tässä esimerkissä suuret ovat ECG, eli sydänsähkökäyrä, EEG, eli aivosähkökäyrä, POX, eli pulssioksimetrillä tapahtuva veren hapetusasteen mittausta, ja FMG eli lihassähkökäyrä. Nämä ovat suuret, joita rekisteröidään vaikkapa potilaasta leikkauksen aikana. Nykykäytännön mukaisesti kullakin suurella on oma signaalinkäsittely-yksikkönsä, SCI (signal conditioning + isolation), johon liittyy isolaatio, jonka kautta käsitellyt signaalit johdetaan kunkin suuren rekisteröintiyksikköön, ECG UNIT, EEG UNIT, OXIMETER UNIT, EMG UNIT. Näistä signaalit voidaan vielä sopivaa siirtotietä pitkin näyttö, DISPLAY tai tallennus, DATA STORAGE yksiköihin ja mahdollisesti välitetään tietoverkkoon, NETWORK. Usein rekisteröintiyksiköt ovat moduuleita, joita voidaan sijoittaa laiterunkoon haluttu määrä. Laiterungossa on keskusprosessointi ja liittämät näyttöihin, näppäimistöihin ja tietoverkkoihin.
- 10 Tällaisia kokonaisuuksia valmistaa mm. aikaisemmin mainittu Instrumentarium Oy/ Dutex-Ohmeda (Suomi). Rekisteröintiyksiköiden antamat signaalit voidaan vielä johtaa erityiseen keskusyksikköön, joka voi sisältää erilaista signaalin käsittelyä ja raja-arvojen valvontaa ja antaa esimerkiksi hälytyssignaaleja. Kuvatun ratkaisun haittoina ovat isolaation merkittävä kapasitanssi, mikä johtaa häiriöiden kytkeytymiseen esimerkiksi sähkövoitsella suoritettavan leikkauksen yhteydessä ja suuri potilaskaapeli lukumäärä.
- 15 Kuvassa 2 on eräs keksinnön mukainen Kuvan 1 esimerkkiä vastaava monisuurerckisteröinti. Signaalit johdetaan keskusyksikköön, CENTRAL UNIT yhteisen siirtoväylän, TL kautta. Tällä väylällä on kaksi tehtävää: sitä pitkin kulkee CENTRAL UNIT lähettämä teho signaalikäsittely-yksikköön ja vastaanottamaan signaalikäsittely-yksikön lähettämät signaalit. CENTRAL UNIT voi myös ohjata signaalikäsittely-yksikön eri osien toimintaa ja nämä signaalit kulkevat siirtoväylää pitkin. SCI sisältää eri suureita vastaavat signaalinkäsittely- ja isolointivälineet.
- 20 Kuvassa 3 on esitetty kahden suuren rekisteröintiin tarkoitettu keksinnön mukainen järjestely. Suuret rekisteröidään antureilla T1 ja T2. Niihin on liitetty signaalikäsittelyvälineet, SC1 ja SC2. SC1 ja SC2 on liitetty yhteyspiireihin, joissa on isolaatiot, TRI1 ja TRI2.
- 25
- 30

Näiden isolaatioiden ylitse sekä tehon että signaalien siirrot tapahtuvat. Seuraavassa kutsutaan signaalikäsittelyvälineitä SC1, SC2 ja yhteyspiirejä TR1 ja TR2 yhteisesti signaalivälineiksi. Siirtoväylässä TL on kaksi liityntäpiiriä SPL1 ja SPL2. (splitter). Keskusyksikkö CU on kytketty siirtoväylään TL, lähetin/vastaanotinpiiriin TR3 kautta. TR3 ei välttämättä sisällä isolaatiota. Teho syötetään ainakin anturivälineille, T1, T2, SC1, SC2, TR1 ja TR2 teho-oskillaattorista POSC (power oscillator) ja sovitusvälineiden MC (matching circuit) ja siirtoväylän TL kautta. POSC taajuus on suuri verrattuna ympäristössä esiintyviin merkittäviin sähkömagneettisiin häiriöihin, esimerkiksi yli 1 GHz. Lähetin- ja vastaanotinpiirit TR1, TR2 ja TR3 voidaan toteuttaa käyttäen nk. Blue Tooth tekniikkaa. Tähän liittyviä piirejä valmistaa useat valmistajat kuten esimerkiksi Ericsson AB (Ruotsi). POSC voidaan toteuttaa käyttäen komponentteja, joita sovelletaan matkapuhelimissa. Esimerkiksi biosignaalin rekisteröintiin käytettävät piirit tarvitsevat hyvin vähän tehoa, joten monen suuren järjestelmään riittää useimmiten yhden watin lähtöteho. Tarvittaessa, esimerkiksi herkkiä mittauksia tehtäessä, POSC voi toimia ajoittain. Tällöinkin on eduksi, jos POSC:n antama signaali on taajuuskaistaltaan kapea.

Kuvassa 4 on esitetty lohkokaaviotasolla eräs anturiin liitetyn signaalikäsittely ja lähetin/vastaanotin sekä isolaation mahdollinen toteutus. Signaalit, jotka saadaan antureista T1 ja T2 vahvistetaan ja mahdollisesti suodatetaan piireillä A1 ja AN. Antureita T1 ja T2 voi olla tarvittava määrä. Prosessoriyksikkö CPU, joka voidaan toteuttaa sopivaa mikrokontrolleria käyttäen ohjaa multipleksointipiiriä MUX, joka voidaan toteuttaa käyttäen valmiita mikropiirejä ja analogia kytkimiä, joita on saatavissa useilta valmistajilta. MUX voi sisältää myös analogia/digitaali-muuntimen. Piiri BT on toteutettu Blue Tooth -lähetin vastaanotinpiirillä. Tehonsa kaikki mainitut saavat tasasuuntaaja ja stabilointipiiristä PS (power supply), joka voi sisältää tarvittaessa hakkuriteholähteen, jolla yhteyden CON1 (connection) kautta tuleva teho muutetaan käyttötehoksi. Teho voidaan tuoda esimerkiksi koaksiaalijohdtoa pitkin yhteyden CON1. Kuvassa isolaatio on toteutettu kahden kondensaattorin C ja kuristimen L sarjakytkenä. Jos teho tuodaan 2,4 GHz taajuudella ja C on 2 pF. Tällöin C:n impedanssi on noin -j25 Ω . Tämä voidaan kompensoida kuristimella, jonka induktanssi on noin 1,2 nH. Tällöin C ja L muodostavat sarjaresonanssin ja niiden muodostama impedanssi on lähes nolla. Tämän sarjakytkenän impedanssi on noin 1 k Ω . 3T:n protoniresonanssitaajuudella 120 MHz ja yli 3 k Ω sähköveitsen toimintataajuudella (alle 30 MHz).

Tällöin turvallisuusriskit ovat minimaaliset ja syntyvät häiriöt ovat pieniä. Verkkotaajuudella 50 tai 60 Hz impedanssi on yli 1 GΩ täten syntyvät verkkojännitteen aiheuttamat vuotovirrat ovat minimaalisia. Vuotovirtoja voidaan edelleen pienentää pienentämällä C:n arvoa ja kompensoimalla tätä kasvattamalla L:n arvoa vastaavasti. Käytännössä kuitenkin johtojen ja antureiden ja etenkin tutkittavan kohteen kapasitanssi ympäristöönsä nähden on merkittävästi suurempi, joten C:n pienentämisellä ei ole oleellista merkitystä. Tehosyöttöpiirin ottoimpedanssi on sovitettava sitten yhteyteen CON1 liitetyn siirtojohdon impedanssiin, jotta teho siirtyisi mahdollisimman hyvin. Tyypillisesti koaksiaalijohtojen impedanssi on 50 tai 75 Ω. Tätä varten PS sisältää tarvittavat välineet, ja tämä tekniikka on tunnettua radiotekniikan alueelta. Vastaavasti samanlainen isolaatio on BT piirin ja CON2 yhteyden välissä. Vaikka tässä ratkaisussa CON1 yhteyteen on ajateltu liitettävän esimerkiksi koaksiaalijohto tai jokin muu siirtojohto, tähän voidaan liittää myös antenni ja välittää BT:n signaalit langattomasti. Tosin sairaala-, magneettikuvaus- ja monissa teollisuusympäristöissä ei langattoman yhteyden käyttö ole toivottavaa häiriöiden vuoksi. Mikäli BT:n liitetään antenni ei isolaatio ole välttämätön, mutta toivottavaa, koska antenni voi tehdä tahattoman kontaktin ympäristönsä kanssa.

Esimerkkejä vaihtoehtoisista toteutuksista:

Yksinkertaisimmissa tapauksissa voidaan signaalin siirrossa hyödyntää signaalin amplitudi-, taajuus-, vaihe- tai pulssisuhdemodulointia ja käyttää lähetin/vastaanotin-piirien TRI, TRI2, TR3 toteutuksessa 850 – 950 MHz taajuusalueella toimivaa mikropiiriä TRF 6900A tai pelkästään lähetinpiirinä toimivaa mikropiiriä TRF 4900, joita molempia valmistaa Texas Instruments, USA. Käyttöjännite on 2,2 - 3,6 V ja virran kulutus on alhainen. Nämä piirit on pakattu pieniin 24 ja 48 nastaisiin TSSOP ja PQFP koteloihin. Paljaina siruina hankittuina niiden koko todella pieni ja ne voidaan liittää suoraan liitosalustansa sopivaa liitostekniikkaa käyttäen. Tällaisessa ratkaisussa teho-oskillaattori POSC voi toimia esimerkiksi 2,4 GHz taajuudella, jolla on saatavissa huokeita komponentteja.

Mikäli halutaan toimia suuremmilla taajuuksilla, esimerkiksi isolaation vuoksi lähetin/vastaanotinpiirinä voidaan käyttää 5 – 6 GHz taajuudella toimivaa piiriä AR7501A, jota valmistaa Araftek Inc, California, USA.

Blue Tooth on vain yksi käyttökelpoinen standardiratkaisu. Markkinoilla on myös muita sopivia standardeja, kuten esimerkiksi IEEE 802.11, josta on kehitteillä 22 Mbit/s nopeuteen yltävä versio. Tätä vielä suurempaan tiedonsiirtonopeuteen yltää nk. OFDM-ratkaisu. (OFDM: Orthogonal Frequency Division Multiplexing.) OFDM perustuu useiden rinnak-

5 kaisten taajuuksien käyttöön tiedonsiirrossa ja siten hyödyntää taajuuskaistaa paremmin kuin esimerkiksi tavalliset hajasppektritekniikat.

Taajuuden, jolla esimerkiksi teho siirretään valitaan siten, että isolaatiossa ISOLATION voidaan käyttää niin pientä kapasitiivista kytkentää, että ne kohteeseen P kytkeytyvät sähkömagneettiset energiat, joita seuraavassa kutsutaan merkittäviksi sähkömagneettisiksi

10 energioiksi ja jotka aiheuttavat signaaliin merkittäviä häiriöitä ja mahdollisesti merkittävän turvallisuusriskin kytkeytyessään rekisteröintilaitteiston kautta ympäristöönsä estyvät etenemään isolaation ISOLATION ylitse siten, että niiden häiriöllinen vaikutus signaaliin tai turvallisuusriskin kasvamiseen jää merkityksettömäksi. Tämä tarkoittaa käytännössä sitä, että tehonsiirtotaajuudeksi on valittava taajuus, joka on merkittävästi suurempi kuin suu-

15 rimman kytkeytyvän merkittävän sähkömagneettisen energian taajuus. Yleensä riittää dekadin taajuusero riittävän vaimennuksen aikaansaamiseksi. Täten, esimerkiksi 3 T:n magnetikuvauksen yhteydessä on edullista käyttää yli 1 GHz taajuutta.

Isolaatio voidaan toteuttaa myös muuntajalla, joka voidaan tehdä sovelluskohtaisesti tai

20 käyttää valmiina saatavia muuntajakomponentteja, joita valmistaa mm. Mini Circuits, USA. Anturit, T1, T2, TN voivat olla passiivisia, kuten elektrodit tai aktiivisia, kuten esimerkiksi venymäliuskat, paincanturit, lineaarimuuntajat, Hall-anturit. Tällöin ne saavat energiansa useimmissa tapauksissa isolaation, ISOLATION kautta. Signaalikäsittelyvälineet, SC voivat olla myös aktiivisia tai passiivisia. Esimerkkinä passiivisesta SC:stä on yksinkertainen

25 vastuksesta ja kondensaattorista tehty alipäästösuodatin. Keksinnön kaikissa toteutusmuodoissa ei välineitä SC välttämättä tarvita.

Koska energian siirto isolaation, ISOLATION ylitse on vaativaa, on usein edullista pyrkiä pitämään isolaation takana oleva elektroniikan tehonkulutus niin pienenä kuin on tarkoituk-

senmukaista.

Kuvassa 5 on eräs keksinnön mukaisen rekisteröintijärjestelyn kaavakuva. Kohde, P (Person) on tutkittavana magneettikuvauslaitteistossa, josta on kuvaan sisällytetty vain magnetti, MAGNET ja kuvauslaitetta ympäröivä suojahuone SHIELD. Kuvauksen aikana P:n kehosta rekisteröidään erilaisia signaaleja kuten esimerkiksi EKG, EEG, EMG, pulssioksimetria, hengitys, silmien liike, verenpaine, hengityskaasut. Tämä rekisteröinti tapahtuu antureilla T1 ja T2 (Transducer), jotka voivat olla esimerkiksi ihoelektrodeja. T1 ja T2 ovat liitetty rekisteröintiyksikköön TRI1 ja TRI2. TRI1 ja TRI2 ovat liitetty siirtojohtojen TL1 ja TL2 (Transmission Line) kautta jakopiiriin SPL1 joka on edelleen liitetty siirtojohtoon TLS, joka edelleen suodattimen FILTER kautta läpäisee suojahuoneen SHIELD seinämän ja liittyy päärekisteröintiyksikköön REGISTRATION, joka edelleen välittää käsitellyn tiedon DATA tarvittaessa edelleen. Kuvassa on lisäksi siirtojohdon TLS yhteyteen kuvattu ferriitti FFR, jonka tarkoituksena on vaimentaa siirtojohtoa TLS pitkin kytkeytyviä yhteis-

5 metria, hengitys, silmien liike, verenpaine, hengityskaasut. Tämä rekisteröinti tapahtuu antureilla T1 ja T2 (Transducer), jotka voivat olla esimerkiksi ihoelektrodeja. T1 ja T2 ovat liitetty rekisteröintiyksikköön TRI1 ja TRI2. TRI1 ja TRI2 ovat liitetty siirtojohtojen TL1 ja TL2 (Transmission Line) kautta jakopiiriin SPL1 joka on edelleen liitetty siirtojohtoon TLS, joka edelleen suodattimen FILTER kautta läpäisee suojahuoneen SHIELD seinämän ja liittyy päärekisteröintiyksikköön REGISTRATION, joka edelleen välittää käsitellyn tiedon DATA tarvittaessa edelleen. Kuvassa on lisäksi siirtojohdon TLS yhteyteen kuvattu ferriitti FFR, jonka tarkoituksena on vaimentaa siirtojohtoa TLS pitkin kytkeytyviä yhteis-

10 muotoisia häiriöitä. Keksinnön mukaisessa järjestelyssä ferriittikomponentteja voidaan käyttää monipuolisesti parantamaan järjestelmän sähkömagneettisia yhteensopivuusominaisuuksia, koska siirtojohdon edullista toteuttaa siten, että ne sisältävät meno- ja paluuvirtojen kulkutiet, kuten esimerkiksi käyttäen koaksiaalijohtoa.

Kuva 6 havainnollistaa yksityiskohtaisemmin erään keksinnön mukaisen järjestelyn toimintaa. REGISTRATION yksikössä on tehovahvistin PA (Power Amplifier), joka on liitetty siirtojohtoon TLS ja syöttää sinne sähkömagneettista energiaa esimerkiksi taajuudella

20 2,4 GHz. Sopivaa pienikokoista, stabiilia ja kuitenkin suhteellisen suuritehoista (jopa 800 mW) integroitua piiriä PM2117 valmistaa Pacific Monolithics Inc. Sunnyvale, California, USA. Koska tämä taajuus on n. 20 kertaa suurempi kuin esimerkiksi 3 T MRI laitteen protoniresonanssitaajuus voidaan isolaatio, suorittaa rekisteröintiyksikössä RT yksinkertaisesti käyttämällä kondensaattoreita, joita varten TRI:ssä on oma tilansa ISOLATION. Tästä energiasta, joka tulee yksikön ISOLATION läpi TRI ottaa käyttöenergiansa, tästä huolehtii teholähdeyksikkö PS (Power Supply). Mainittakoon, että eristys voidaan toteuttaa myös jossain muussa kohtaa järjestelyä. Eristys voi olla hajautettu siirtojohtoon, esimerkiksi kaapeliin, jolloin kaapelissa on vaikkapa kohta, jossa energian siirto tapahtuu kapasitiivisesti. Eristysvälineeksi käy myös muuntaja ja jokin muuntajan ja kapasitiivisen kytkennän yhdistelmä. Samaa siirtolinjaa TLS pitkin voidaan lähettää rekisteröity signaali. Tätä varten TRI sisältää TX/R yksikön. Huomattavaa on, että tämä yksikkö voi sisältää myös vastaanotti-

25

30

men R (Receiver). Tällä voidaan vastaanottaa esim. ohjaus- ja kalibrointitietoja. TRI sisältää myös signaali piirin SC (Signal Conditioning), joka muokkaa antureista T saatavan signaalin modulaattorille M, joka ohjaa TX/R yksikköä. Modulaationa voidaan käyttää esim. nk. hajaspcktritekniikkaa (Spread Spectrum). On mahdollista, että suuri osa laitteiston toimintaa toteutetaan käyttämällä nk. Blue Tooth-tekniikkaa, joka on pääasiassa suunniteltu langattomia lähiverkkoja varten. Tätä varten TRI sisältää sovituspäiirit TLS:n sovittamiseksi TX/R piireihin. TLS voi olla koaksiaalijohto, joka estää hyvin RT:n ja REGISTRATION yksikköjen välisen tehonsiirto- ja signaalienergian kytkeytymisen ympäristöön. Korostettakoon, että vaikka signaali siirto olisi mahdollista tehdä langattomasti, on tässä ja monessa muussa sovelluksessa parasta pitää radiotaajuinen energia siirtojohdon sisällä. Eräs tällainen ympäristö on leikkaussali ja tehohoitoyksikkö sairaaloissa.

Hajaspcktritekniikan sijasta voidaan käyttää myös nk. superlaajakaistamodulaatiota. Tässä tekniikassa signaalimodulaatio koostuu hyvin lyhyistä pulssista ja kaistaleveys on useita gigahertsejä, tyypillisesti 1-3 GHz. Tällöin signaali muistuttaa aikatasossa kohinaa ja se ei juurikaan häiritse muita laitteita.

REGISTRATION yksikössä on vastaavasti TX/R/CU-yksikkö signaalien lähettämiseksi ja vastaanottamiseksi. Nämä signaalit johdetaan signaalien käsittely-yksikköön SPU (Signal Processing Unit), josta ne välitetään käsiteltynä eteenpäin tietona DATA. Mainittakoon että DATA voi olla yksinkertaista tila- ja hälytysinformaatiota tai monipuolisempaa ja reaaliaikaista signaalia, joka johdetaan näytölle tai joka voi ohjata esim. magneettikuvauslaitteen toimintoja. Eräs tällainen toiminta on kuvaustapahtuman synkronointi tutkittavan kohteen sydämen toimintavaiheisiin (Cardiac Gating). DATA voi olla osana aivojen toimintaa kartoittavassa tutkimuksessa, jossa DATA liitetään funktionaaliseen magneettikuvausinformaatioon. Keksinnön sovellukset eivät rajoitu pelkästään magneettikuvaustapahtuman ohjaamiseen, vaan sitä voidaan käyttää muidenkin diagnostisten tai terapeuttisten toimenpiteiden ohjaamiseen. Näitä ovat esimerkiksi aivoleikkaukset, anestesian ohjaus, kuntoutukseen liittyvät ohjaukset.

Edellä olevassa kuvassa 3 on esitetty, kuinka keksinnön mukaisella järjestelyllä on helppoa monipuolistaa mittausjärjestelmää jakajilla C1 ja C2 voidaan järjestelmään liittää useita siirtojohtoja TL1, TL 2 ja näihin vastaavasti useita rekisteröintiyksiköitä RT1 ja RT2.

Yhteenvedona keksinnön etuja voidaan kuvata seuraavasti:

Siirtojohtoa pitkin voidaan rekisteröintiyksiköihin johtaa tarvittava käyttöenergia ja valitsemalla lähetystaajuus selvästi suuremmaksi kuin rekisteröinnissä esiintyvät signaali- ja häiriötaajuudet, voidaan tarvittava isolaatio tehdä yksinkertaisesti, esimerkiksi kondensaatoreita käyttäen. Ratkaisussa siirtojohtoa pitkin etenevä yhteismuotoinen virta, jää pieneksi johtuen isolaatiosta. Vastaavasti rekisteröinnin aiheuttamat häiriöt minimoituvat. Samaa siirtojohtoa käyttäen voidaan kuljettaa myös signaalitieto keskusrekisteröintiyksikköön. Käyttämällä hyväksi lähetettävää energiaa voidaan sopivasti moduloimalla esim. hajaspktritekniikkaa käyttäen saavuttaa hyvä tiedonvälityskyky. Lisäksi käyttämällä jakajia voidaan siirtojohto haaroittaa useampaan rekisteröintiyksikköön. Modulaatiotekniikasta riippuen yksiköitä voi olla hyvinkin monta. Sovellukseen sopivia kaapeleita valmistaa W.L. Gore and Associates, ja Micro-Coax Inc. USA ja sopivia komponentteja mm. signaalin jakamiseen eri siirtolinjojen kesken valmistaa Mini-Circuits Inc. USA. Blue Tooth komponentteja valmistaa mm. Ericsson AB, Ruotsi. Blue Tooth moduuleja, jotka sopivat keksinnön mukaisiin sovelluksiin valmistaa myös mm. Taiyo Yuden, Japani. Tällä valmistajalla on mm. matkapuhelin sovelluksiin soveltuva ja myös keksinnön sovelluksissa hyödynnettävissä oleva moduuli, jonka koko on 15 x 14 x 2,2 mm. Valmistajalla on myös USB ja UART liitännät ja Flash muistin sisältämä moduuli, joka sopii esimerkiksi lähettin/vastaanotinpiiriksi TR3 kuvassa 3. Siirtojohdot voidaan haaroittamiseen sijoittaa esimerkiksi potilasvuoteen rakenteisiin. Toinen edullinen lääketieteellisen tekniikan laitteisto, jossa siirtojohdot on edullista sijoittaa ainakin osaksi rakenteisiin on anestesiakone. Näissä tulee esille eräs keksinnön etu, joka on tarvittavan johdotuksen määrän pieneneminen. Kuvassa 7 on esitetty eräs keksinnön mukainen ratkaisu, jossa kohteesta P rekisteröidään monikanavaisesti aivojen sähköistä aktiviteettia. Kohteeseen P on kiinnitetty elektrodit ELECTRODES, jotka ovat puolestaan liitetty vahvistimiin AMPLIFIERS. Nämä ovat puolestaan liitetty multiplexointipiiriin MUX kautta analogia/digitaalimuuntimeen ADC. ADC piiristä signaali ohjataan prosessoriin RMC (registration microcontroller), joka tallentaa tarvittavan informaation muistivälineeseen MEMORY, joka voi olla puolijohdemuisti, esimerkiksi niin kutsuttu FLASH muisti. Prosessoripiiristä RMC informaatio ohjataan välitysjä modulaatiovälineisiin TRANSCIEVER, jotka voivat olla nk. Blue Tooth-konseptin mukaisia. Käyttöjärjestelmän VCC koko tälle laitteistolle hoitaa teholähddevälineet PS (Power Supply), mikä voi sisältää regulaattorivälineet PSC (Power Supply Controller). Edellä ku-

vatut välineet on kytketty siirtojohtoihin TL1 ja TL2 eristysvälineiden ISOLATION kautta. Kuten kuvassa 5 on esitetty, välineet ISOLATION voivat sisältää kapasitiivisen C1 ja induktiivisen L1 elementin. Näiden arvot ovat asetettu siten, että informaation ja tehon siirtotaajuuksilla ne muodostavat sarjaresonanssin, jonka impedanssi on matala. Koska esimerkiksi magneettikuvauslaitteessa käytetyt viritystehot ovat suuria, saattaa olla tarvetta kasvattaa isolaation impedanssia nimenomaisesti viritystaajuudella. Tämä voidaan aikaansaada yksinkertaisesti lisäämällä sarjainduktanssin rinnalle kuvan 8 mukaisesti sopiva kapasitanssi C2, jonka ansiosta induktanssi ja mainittu kapasitanssi muodostavat rinnakkaisresonanssipiirin, jonka impedanssi on suuri. Kapasitanssin kanssa sarjaan voidaan tarvittaessa kytkeä diodipari D, joka estää kapasitanssin kytkeytymisen piiriin ellei signaalitaso ole suuri.

Blue Tooth siirtokapasiteetti on 700 kb/s. Monikanavaisessa EEG-rekisteröinnissä havainnoidaan 32 - 128 kpl elektrodeja. Vaikka näytteenottotaajuus olisi elektrodia kohden 200 Hz ja resoluutio 16 bittiä, niin 128 kanavaa identifikaatioineen pystyttäisiin siirtämään isolaation, ISOLATION ylitse.

Blue Tooth järjestelmän ominaisuus on se muodostaa nk. pikoverkon tällä hetkellä scitsemän samaan verkkoon kytkeytyvän yksikön välillä. Yksi pikoverkko voi puolestaan liittyä muihin pikoverkkoihin. Näin järjestelmää voidaan joustavasti laajentaa kattamaan kaikki käytännön tilanteet. Verkkoja voidaan myös muodostaa muilla tavoin ja eräs mahdollisuus on JAVA-pohjaisten verkkojen muodostaminen JINI-periaatteella. Tätä järjestelmää kehitää mm. Sun Microsystems Inc., USA. Yleisestikin keksinnön mukainen järjestelmä voidaan liittää tietoverkkoon kuten Internetiin. Tällöin voidaan järjestelmän eri lohkojen, esimerkiksi A1, AN, MUX, BT, CU, TR3, TR11, TR12, SC1 ja SC2, toimintoja ohjata tietoverkon kautta ja asettaa lohkojen toimintaparametrejä kuten vahvistimien, esimerkiksi A1 ja AN, vahvistusta suodattimien, jotka voivat sisältyä signaalikäsittelylohkoon SC1, SC2. Tällöin esimerkiksi etäällä oleva hoitaja, joka huomaa jonkun EKG-elektrodin irronneen, kytkeä tietoverkon kautta esimerkiksi WAP-protokollaan perustuvan ohjauksen avulla vastaavan vahvistimen pois toiminnasta tai muuttaa sen vahvistusta. Tällöin keksinnön mukainen järjestelmä takaa hoitohenkilökunnan täydellisen liikkuvuuden ja mahdollisuuden valvoa potilaita sekä muuttaa keksinnön mukaisen järjestelmän toimintoa tarpeen mukaan.

Piirien tehonsyöttö ja signaali siirto tapahtuu edullisesti, siten että molempien meno- ja paluuvirrat kulkevat lähekkäin. Toisin sanoen signaalin meno- ja paluuvirta ovat siirtojohdossa lähekkäin ja vastaavasti tehosyötön meno- ja paluuvirrat kulkevat lähekkäin toisiaan. Täten kohteesta P lähtevät häiriövirrat kulkevat pääsääntöisesti siirtojohdossa yhteismuotoisena. Lisäämällä siirtojohdon päälle materiaalia, joka lisää yhteismuotoisen virran näkemää impedanssia voidaan häiriövirtatien impedanssia edullisesti lisätä. Tällaisia sopivia materiaaleja ovat mm. ferriitit, joita valmistaa mm. Philips, Hollanti. Ferriitit voidaan sijoittaa myös siirtojohdon TL jonkin osan muodostaman kaapelin vaippaan seostamalla sitä vaipan cristemateriaaliin. Ferriittimateriaalia voidaan kuitenkin käyttää vain rajoitettusti magneettikuvauslaitteen magneetin läheisyydessä, mutta useimmissa muissa keksinnön mukaisissa sovelluksissa tällaista rajoitusta ei ole. Ferriitin käytöstä on esimerkkinä FER kuvassa 5. Yhteismuotoisen virtatien impedanssia voidaan kasvattaa myös lisäämällä siirtojohdon induktanssia käämimällä johdosta esimerkiksi ilmasydäminen kela.

Mainittakoon, että vahvistimet AMPLIFIERS voivat olla elektrodien ELECTRODES välittömässä läheisyydessä, jolloin pienennetään häiriöiden kytkeytymistä suuri impedanssiin kytkentöihin elektrodien ja vahvistimien välillä. Magneettikuvauksen yhteydessä käytettävien materiaalien on oltava mahdollisimman heikosti magnetoituvia. Tämä johtuu siitä, että magnetoitunut materiaali aiheuttaa magneettikentän epähomogeenisuutta ja siten lopullisen kuvan vääristymistä. Tästä syystä elektrodien läheisyydessä sijaitsevien vahvistimien toteutuksessa on edullista käyttää esimerkiksi flip-chip tekniikkaa tai kiinnittää vahvistinsiru bondaamalla liitosalustaan. Vahvistimet voidaan myös toteuttaa asiakaskohtaisina integroituina piireinä.

Järjestelmän toiminnassa voidaan PA:n lähetys järjestää pulssimaiseksi ja näiden pulssien välillä tapahtuu tietojen lähetys rekisteröintiyksiköistä RT1 ja RT2. Näiden lähetys voi myöskin tapahtua ohjatusti siten, että kunakin hetkenä vain rajallinen määrä, esimerkiksi yksi, rekisteröintiyksikkö on aktiivinen. Ajatus voidaan hoitaa REGISTRATION yksikön alaisena tai siten, että aktiivinen yksikkö varaa siirtolinjan TL1, TL2, TLS käyttöönsä lähetksen ajaksi ja seuraavat yksiköt RT odottavat siirtojohdon vapautumista. Tätä varten on rekisteröintiyksikössä myös tarvittavat muistivälineet, kuten esimerkiksi puolijohdemuisti, Flash-muisti tai vastaava. Usein on edullista kuitenkin pitää PA:n antotasoa vakiona ja taajuuskaistaa kapeana ja edullisesti käytettävän signaali-kaistan ulkopuolella. Myöskin on

ajateltavissa, että RT1 ja RT2 sisältävät energiavaraston, esimerkiksi nk. superkondensaattorin, jonka varassa ne lähettävät PA:lle signaalin lähettää takaisin lisää tehoa energiavaraston energiasisällön pienetessä tietyn rajan alapuolelle. Tämä varaston energiamäärä voidaan selvittää esimerkiksi energiavarastona toimivan kondensaattorin napajännitteen avulla.

- 5 Kuvassa 8 on isolaatio ISOLATION toteutettu käyttäen kelan L1 ja kondensaattorin C1 sarjakytettä. Tämän lisäksi on kelan L1 rinnalle kytketty diodipari D ja kondensaattori C2 siten, että suurilla tasoilla, joilla D johtaa C2 ja L1 muodostavat suuri-impedanssisen rinnakkaisresonanssipiirin ja siten estävät tämän taajuisen signaalin etenemisen osan ISOLATION lävitse tai ainakin vaimentavat signaalin voimakkuutta. Jos D jätetään pois
10 edellä kuvattua tasoriippuvuutta ei ole.

- Kuvassa 9 on esitetty esimerkiksi verisuonten tutkimiseen tarkoitettu instrumentti, kuten katetri CAT jonka kärjessä TIP on detektioyksikkö, jossa on isolaatio ISOLATION, teho-
välineet D1 ja C1, signaalin käsittelyvälineet SC, kuten vahvistin, ja anturi TRANS kuten
15 NMR-kela. CAT runko toimii siirtojohtona, joka voi koostua useista kapasitiivisesti toisiinsa kytketyistä segmenteistä isolaation parantamiseksi. Katetria CAT pitkin voidaan tuoda myös energiaa katetrin kärjen näkyvyyden parantamiseksi magneettikuvauksessa Over-
hauser-ilmiötä hyväksikäyttäen. Tässä voidaan käyttää menetelmää, joka on kuvattu mm.
viitteessä Sepponen: US 5211166. Myöskin voidaan käyttää elektronispinresonanssia väli-
neen jonkin osan paikantamiseksi. Tällöin CAT ja TIP sisältävät tarvittavat välineet, jotka
20 on kuvattu mainitussa viitteessä ja siihen perustuvissa myöhemmissä julkaisuissa. CAT voi olla myös magneettikuvauksen yhteydessä käytetyn signaalikelävälineistön, kuten esimerkiksi pinta- tai endokelan osa.

TIP voi olla myös kuvan muodostamiseen sopiva väline kuten CCD tai CMOS anturi. Tällöin sitä voidaan käyttää esimerkiksi endoskopiassa tai intraoraali röntgenkuvauksessa.

- 25 TIP kuten muutkin rekisteröintiyksiköt voivat sisältää myös toimilaitteita kuten laserdiodin tai poran verisuonitukosten poistamiseen. Muita mahdollisia ovat välineet Overhauserilmiön aikaansaamiseksi tai elektronispinresonanssin havainnoimiseksi. Lisäksi toimilaitteena voivat olla valaisinvälineet, kuten esimerkiksi valodiodi. Toimilaite voi sisältää myös välineet hypertermiahoidon suorittamiseen. Toimilaitteelle teho johdetaan keksinnön mukaisesti isolaation kautta.
30

Kuvassa 10 on esitetty potilasvuode BED, jonka runkoon on yhdistetty keksinnön mukaiset välineet CU, TL1 sekä anturiyksiköt TU1 (transducer unit) ja TU2, TU1 ja TU2 voivat olla esimerkiksi EKG:n ja verenhapetusasteen anturiyksiköt. CU on yhdistetty sopivalla tavalla langattomasti tai johdolla siirtotien CP1 (communication path) keskusvalvomoyksikköön

5 CPM (central patient monitoring), jossa on järjestetty tarvittavat hälytys, signaalinsiirto ym. toiminnot. Keksinnön eräs edullinen suoritusmuoto on kuvattu seuraavassa. Keksinnön avulla anturiyksiköt TU1 ja TU2 voidaan kätevästi liittää CU:hun joka voi vuoteen paikalla ollessa olla yhteydessä sähköverkkoon ja saada sieltä tarvittavan energian sekä myös energian mahdollisesti sisältämälänsä akkuyksikön lataukseen. Kun vuodetta siirretään CU on
10 langattomasti yhteydessä sairaalan paikallisverkkoon ja tällöin tarvittava energia saadaan CU:n akkuyksiköstä. Keksinnön mukainen järjestelmä voidaan edullisesti sijoittaa monien laitteiden ja laitteistojen sekä huoneiden rakenteisiin. Tällaisia ovat esimerkiksi anestesiakoneet, ambulanssit, autot, leikkaussalit, lääketieteelliset kuvauslaitteet ja teollisuusrobotit, joilla suoritetaan laadunvalvontaa ja niihin liittyviä elektronisia mittauksia.

15 Kuvassa 11 on esitetty esimerkkinä vaate, joka voi olla esimerkiksi palomiehen suoja-asu, sukelluspuku, urheiluvaate, ankariin ilmasto-olosuhteisiin suunniteltu vaate tai tutkimuskäyttöön suunniteltu vaate. Vaatteeseen on sijoitettu keskusyksikkö CU, joka sisältää akun tai muun teholähteen kuten esimerkiksi aurinkokennon. Anturiyksiköt TU1 ja TU2 ovat keksinnön mukaisesti liitetty siirtojohdon TL1 välityksellä CU:hun. Anturit voivat olla esimerkiksi henkilön hengitys-, syketaajuus-, kehon lämpötila-, ulkoilman lämpötila-, paine-,
20 ääni-, liike-, kehon sähköinen impedanssi-, lihassähkö- (EMG-), veren hapetusasteanturi tai jokin näiden kombinaatio. CU voi olla yhteydessä päätelaitteeseen TD siirtotien CP1, kuten esimerkiksi radioaaltojen tai induktiivisen kentän kautta. TD voi olla henkilökohtainen tietokone tai matkapuhelin. TD voi haluttaessa välittää tiedot eteenpäin. Lisäksi TD voi toimia CU:n ja vaatteessa olevan järjestelmän paikalliscna näyttönä ja ohjainyksikkönä.

25 Erityisesti sukellus- tai vuorikiipeily sekä lentosovelluksissa järjestelmä voi sisältää liitännän hengityskaasupullon paineen mittausvälineisiin. Järjestelmää voidaan myös soveltaa erilaisissa suojavälineissä, kuten turvaliivoissa.

Koska monet anturit on liitettävä järjestelmään siten että ne ovat nopeasti kytkettävissä ja
30 irrotettavissa on järjestelmään tarjottava tällainen ratkaisu. Eräs mahdollinen toteutus on esitetty kuvassa 12. Esitetyssä ratkaisussa siirtojohdossa TL on kahdesta toisiinsa liitettävä

- vissä olevasta osasta koostuva liitin. Liittimessä urospuolinen osa koostuu ferromagneettisesta keskiosasta MG1, sisäjohtosta IC1, eristeestä INS1, joka on IC1 ja ulkojohtoon OC1 välissä sekä suojakerroksesta SH1. Kuvassa 12 on liittimen osat kuvattu päältä (yllä) ja sivulta (alla) leikkauksena. Vastavasti naaraspuolisessa osassa on magneettiosa MG2, sekä
- 5 sisäjohto IC2, eriste INS2, ulkojohto OC2 ja suoja SH2. Tämä liitin toimii siten, että MG1 ja MG2, joista ainakin toinen sisältää kestmagneettimateriaalia, vetävät kytkettäessä toisiaan puoleensa tällöin liittimen johdot IC1, IC2 ja OC1, OC2 tekevät johtavan tai kapasitiivisen kontaktin. Kontakti voi sisältää myös johtavan ja kapasitiivisen osan samanaikaisesti. Tämän tyyppistä liittintä voidaan käyttää esimerkiksi sykemittausanturin liittämiseksi järjestelmään tai kaasupullon paine anturin kytkemiseksi. Liittintä voidaan varustaa myös varmistusvälineillä, kuten kierrekiinnityksellä, bajonettikiinnityksellä, repäisyarralla tai eri tyyppisillä sankaratkaisuilla. Keksinnön mukaisissa järjestelmissä voidaan käyttää myös muun tyyppisiä liitintäratkaisuja, jotka mahdollisimman hyvin täyttävät kulloisenkin tarpeen. Keksinnön mukaisesti anturiyksiköt ja keskusyksiköt voivat olla osoitettavissa käyttäen
- 10 internet-protokollaa ja tämän protokollan avulla ohjattavissa. Tällöin niissä on tarvittavat välineet. Mobiililaitteiden käyttämä WAP-protokolla on myös mahdollinen ja sitä voidaan käyttää IP-protokollan rinnalla. Keksintö ei kuitenkaan ole rajoitettu mainittuihin protokoliin vaan myös muita avoimia tai suljettuja sekä sovelluskohtaisia protokollia voidaan käyttää keksinnön mukaisen järjestelmän kanssa.
- 15 Vaikka kuvatut esimerkit liittyvät lääketieteelliseen tekniikkaan voidaan keksinnön mukaista ratkaisua soveltaa erilaisissa laiteläheisissä ongelmissa. Esimerkiksi induktiokuumentimet, suurjännitelaitteet, kuten röntgenlaitteet, sähkömoottorit, autot, lentokoneet ym. sisältävät instrumentointijärjestelmiä, joissa keksinnön mukaisella järjestelyllä voidaan ratkaisevasti parantaa toimintojen laatua.
- 20 Edellä on kuvattu vain joitakin keksinnön mukaisen järjestelyn suoritusmuotoja. Useita muitakin suoritusmuotoja voidaan ajatella oheisten patenttivaatimusten ilmaiseman keksinnöllisen ajatuksen puitteissa.
- 25

PATENTTIVAATIMUKSET

1. Järjestely kohteeseen (P) liittyvien signaalien, kuten EEG ja EKG, rekisteröimiseksi anturien (T1, T2) avulla häiriöellisissä ympäristöissä, kuten esimerkiksi lentokoneessa, autossa, teollisuuslaitoksessa, magneettikuvauslaitteissa, tehohoidossa ja leikkaussalissa, joissa esiintyy rekisteröintijärjestelyyn kytkeytyvää muuta sähkömagneettista merkittävää energiaa, joka signaalien käyttötarkoituksen huomioon ottaen heikentää niiden käyttöarvoa tai aiheuttaa kytkeytyessään mahdollisuuden kohteen vahingoittumiselle **t u n n e t t u** siitä, että anturit (T1, T2) ja niihin liitetyt signaalivälineet (SC, RT1, RT2) saavat käyttöenergiaa siirtojohtoon (TLS, TL1, TL2) ja ainakin yhden eristysvälineen (ISOLATION) kautta ja mainittu käyttöenergian siirto tapahtuu oleellisesti rekisteröitäviä signaaleja ja mainittua muuta merkittävää sähkömagneettista energiaa suuremmalla taajuudella.
2. Patenttivaatimuksen 1 mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että ainakin osa tarvittavasta eristyksestä tapahtuu siirtojohtossa (TLS, TL1, TL2) siten, että eristysväline (ISOLATION) sisältää ainakin yhden kytkentäosan, joka siirtää energiaa sähkömagneettisen kentän välityksellä, kuten esimerkiksi kapasitiivisen, tyypillisesti kondensaattorin (C, C1), tai induktiivisen, tyypillisesti muuntajan, kytkentäosan.
3. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että eristysväline (ISOLATION) sisältää kapasitiivisen kytkentäosan (C, C1) lisäksi kytkentäimpedanssia pienentävän osan, kuten esimerkiksi induktiivisen osan (L, L1), joka on kytketty sarjaan mainitun kapasitiivisen osan (C1) kanssa, ja mahdollisesti mainitun induktiivisen osan (L1) rinnalla on toinen kapasitiivinen osa (C2), joka muodostaa mainitun induktiivisen osan (L1) kanssa rinnakkaisresonanssin jollain taajuudella, joka edullisesti on jokin ympäristössä esiintyvä häiriötaajuus, kuten esimerkiksi magneettikuvauslaitteen viritystajuus tai sähköveitsen toimintataajuus.
4. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että siirtojohtoon (TL, TLS) voidaan liittää välineet (SPL1, SPL2) siirtojohtoon jakamiseksi kahteen tai useampaan siirtojohtoon (TL1, TL2).

5. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että rekisteröityjen signaalien siirto keskusyksikköön (CU, TR3) tapahtuu toista siirtotietä (TL2) pitkin, ja tämä siirtotie voi olla langaton, kuten esimerkiksi radio-, magneettikenttä-, ultra-
5 ääni- tai infrapunayhteys.

6. Patenttivaatimuksen 1-4 patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että rekisteröityjen signaalien siirto keskusyksikköön (CU, TR3) tapahtuu samaa siirtotietä kuin signaalivälineiden (SC, RT1, RT2) tehonsiirto ja edullisesti saman eristysvälineen
10 (ISOLATION) kautta.

7. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että järjestelyn eri osien kuten esimerkiksi tehovälineiden (POSC, PA) toiminta on ajallisesti rajattua ja voi tapahtua järjestelmän joidenkin välineiden (CU, REGISTRATION) ohjaama-
15 na.

8. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että rekisteröintiyksiköt (TRI1, TRI2) sisältävät muistivälineet informaation tallentamiseksi, kuten esimerkiksi puolijohdemuistin, kuten esimerkiksi Flash-muistin.
20

9. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että signaalit moduloidaan signaalivälineissä (SC, RT1, RT2) siten, että tarvittava luotettavuus ja signaalin kaistaleveys saavutetaan käyttäen jotakin tai joitakin seuraavista modulaatiota-
25 voista: amplitudi-, taajuus, vaihe-, hajaspektri- OFDM ja hyvin laajakaistaista modulaatio.

10. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että ainakin yksi sen lohkoista (CU, TRI1, TRI2) on liittyneenä ainakin yhteen tietoverkkoon, kuten esimerkiksi Blue Tooth standardin mukaiseen pikoverkkoon ja Internetiin.
30

11. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että ainakin yhtä sen lohkoista (A, SC, CU, TRI1, TRI2), kuten esimerkiksi vahvistusta tai taa-

juuskaistaa, voidaan ohjata ja sen toiminnallisi ominaisuuksia muuttaa tietoverk n, lähi- tai kaukonverkon, kuten Blue Tooth standardin mukaisen pikoverkon ja Internetin välityksellä.

- 5 12. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että ainakin osa siitä on sijoitettu ihmisen tai eläimen kannettavaksi tarkoitettuun tai muuten läheisesti liittyvään välineeseen, kuten esimerkiksi vaatteeseen (CL), sukellusvälineistöön, suojavälineisiin tai potilasvuoteeseen (BED) ja siihen sisältyy yksi tai useampi anturiyksikkö (TU1, TU2), rekisteröimään informaatiota jostakin tai joistakin seuraavista: ihmisen tai eläimen kehosta (P) , mukana kuljetettavasta välineestä, kuten esimerkiksi kaasupullosta tai ympäristöstä.

13. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että sitä käytetään lääketieteellisen hoito- tai diagnoosiaktiviteetin, kuten leikkauksen, tehohoidon tai magneettikuvauksen, yhteydessä tutkittavan henkilön (P) fysiologisten suureiden rekisteröintiin ja tarvittaessa hoito- tai diagnoosiaktiviteettien ohjaamiseen, kuten esimerkiksi magneettikuvaustapahtuman ajoittamiseen tutkittavan henkilön sydämen valittuun toimintavaiheeseen..

- 20 14. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että rekisteröintiyksiköt (RT1, RT2), kuten esimerkiksi vahvistimet (AMPLIFIERS), ovat anturien (T1,T2), kuten esimerkiksi elektrodien (ELECTRODES) läheisyydessä ja olosuhteiden niin vaatiessa, esimerkiksi magneettikuvauslaitteen läheisyydessä, ovat toteutettu käyttäen tekniikkaa, kuten esimerkiksi flip-chip, liimaus tai bondaus, jossa on mahdollisimman vähän magnetoituvia materiaaleja.

15. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u** siitä, että järjestelmän keskusyksikkö (CU) on siirtotien (CP1), joka voi olla langaton tai langallinen, kautta yhteydessä johonkin muuhun järjestelmään, kuten potilasvalvontajärjestelmään tai puhelinverkkoon, liittyvään välineeseen (CPM, TD).

16. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u siit**ä, että ainakin yhtä sen lohko (CU, TU1, TU2) voidaan ohjata, esimerkiksi WAP-protokollan mukaisia komentoja käyttäen, päätelaitteen (TD), esimerkiksi matkapuhelimen tai rannetietokoneen, kuten sukelatajätietokoneen, tai johonkin muuhun järjestelmään, kuten potilasvalvontajärjestelmään liittyvän välineen (CPM) kautta.

17. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u siit**ä, että ainakin jossain osassa siirtojohtoa (TL, TL1, TL2) on liitin (CONN) sisältäen liitospinnat siirtojohtoon johtavien (IC1, IC2, OC1, OC2) osien liittämiseksi ja välineet liitoksen varmistamiseksi (MG1, MG), kuten esimerkiksi magneetin, kiertoon, sangan, bajonetin tai repäisytarran.

18. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u siit**ä, että siirtojohto (TL) on integraalinen osa oleellisesti taipuisaa rakennetta, kuten esimerkiksi kateetria (CAT) tai magneettikuvauslaitteen signaalikelävälinettä, kuten pinta- tai endokelaa, jossa on ainakin yksi osa (TIP), jossa on välineet rekisteröitävän suureen, kuten esimerkiksi NMR-signaalin, havainnoimiseksi (TRANS) ja signaalin käsittelemiseksi (SC) ja siirtämiseksi isolaation (ISOLATION) ylitse sekä tarvittavat tehonsyöttövälineet (D1, C1).

19. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u siit**ä, että ainakin yksi järjestelmän rekisteröintiyksiköistä sisältää välineet kuvainformaation keräämiseen, kuten esimerkiksi CMOS- tai CCD-piiriin.

20. Patenttivaatimuksen 19 mukainen järjestely **t u n n e t t u siit**ä, että järjestelmää käytetään kohteen röntgenkuvaukseen, kuten esimerkiksi hampaiston tai nivelten röntgenkuvaukseen.

21. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen järjestely **t u n n e t t u siit**ä, että rekisteröintivälineet sisältävät yhdet tai useammat toimenpidevälineet kuten esimerkiksi pora- tai laservälineet esimerkiksi verisuonitukoksen poistamiseksi, välineet Overhauseril-

miön aikaansaamiseksi tai elektronispinresonanssin toteamiseksi, hypertermiahoitovälineet tai valaisinvälineet.

L 3

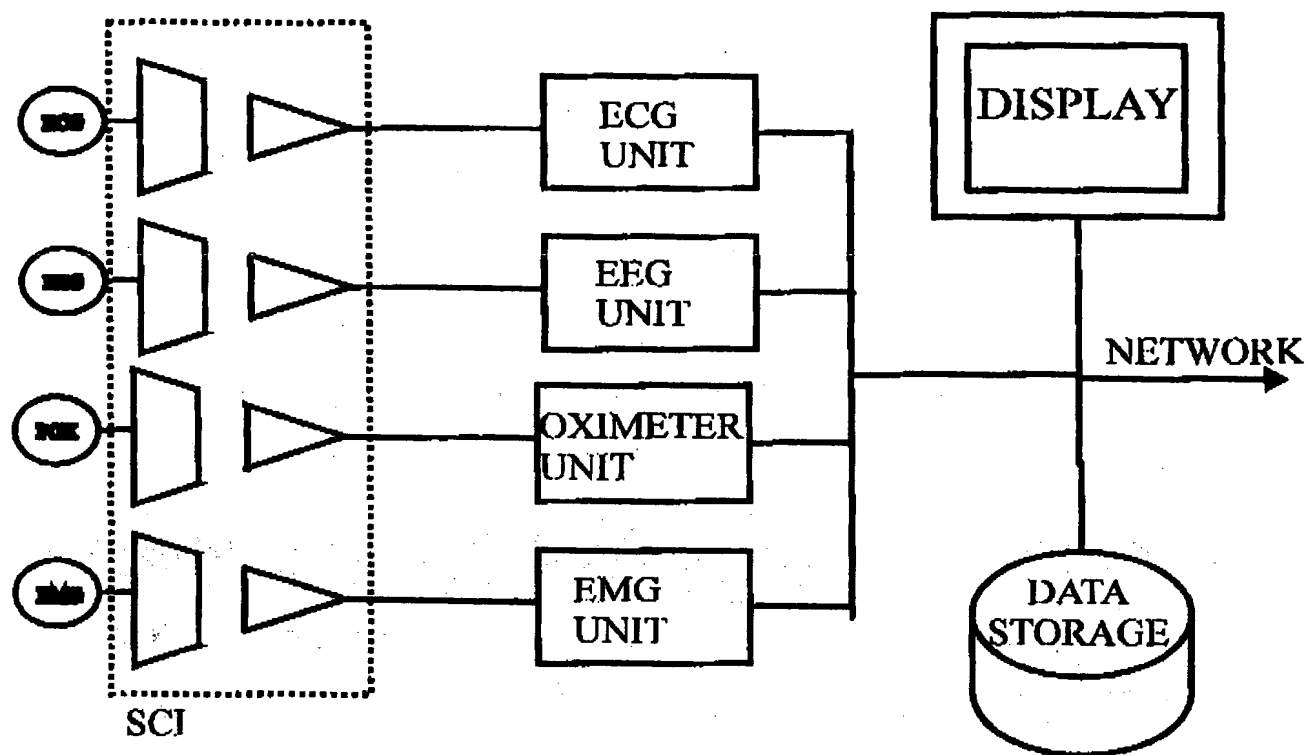


FIG 1

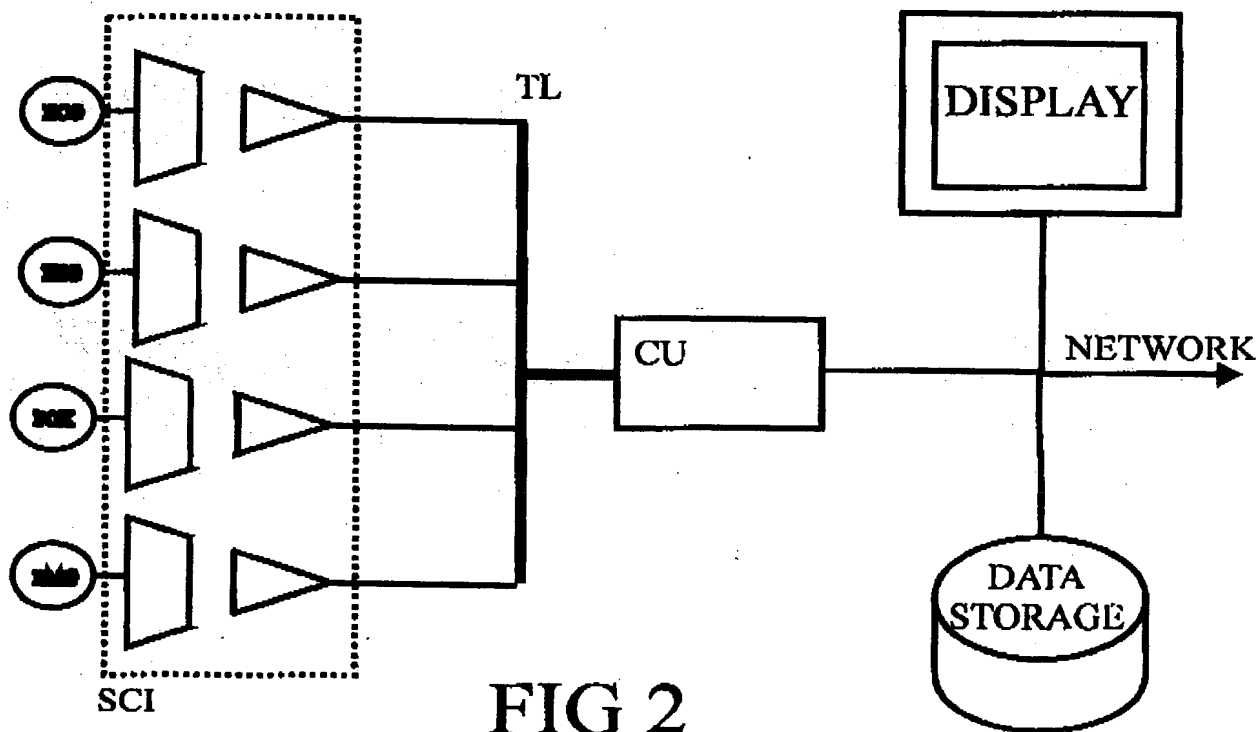


FIG 2

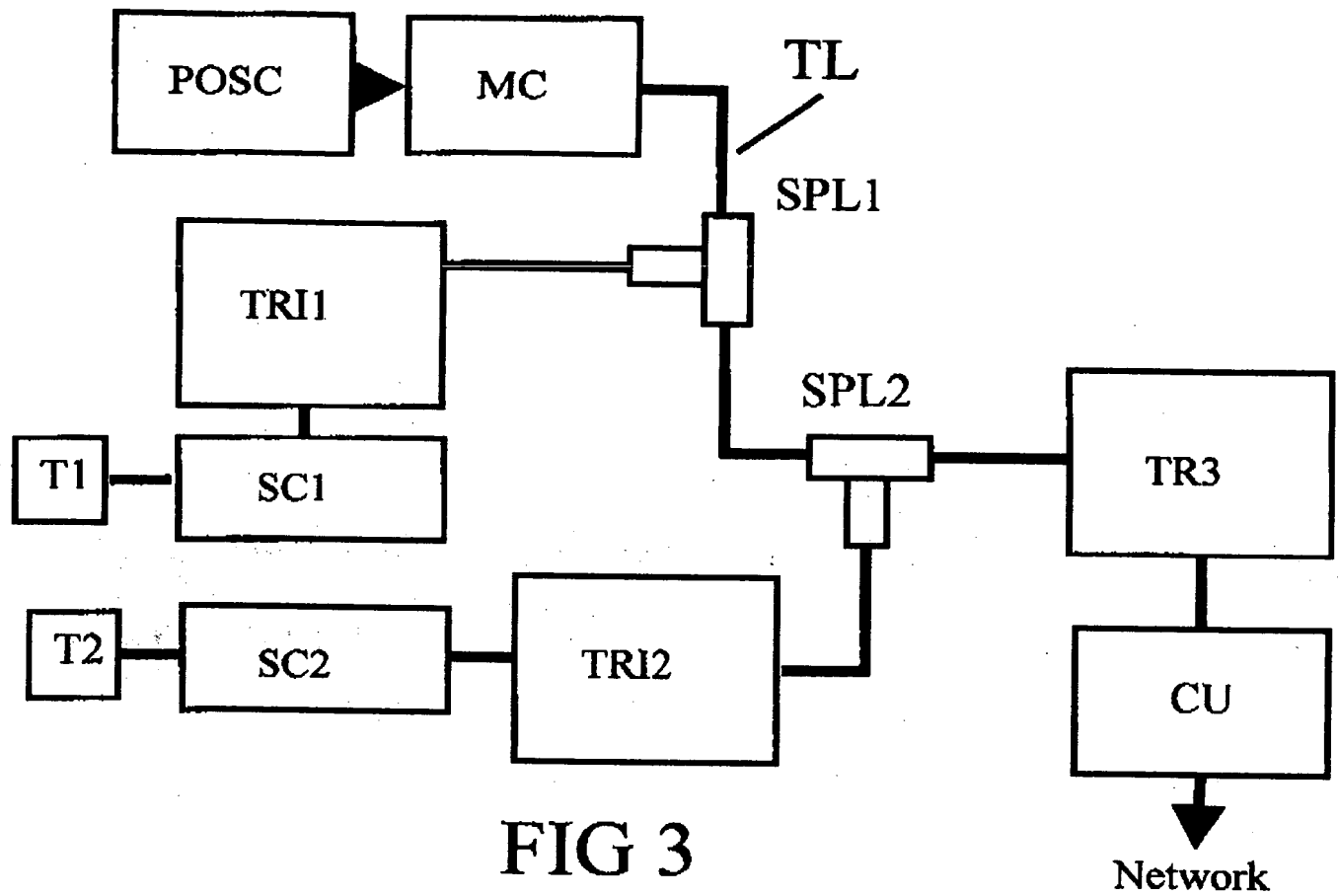


FIG 3

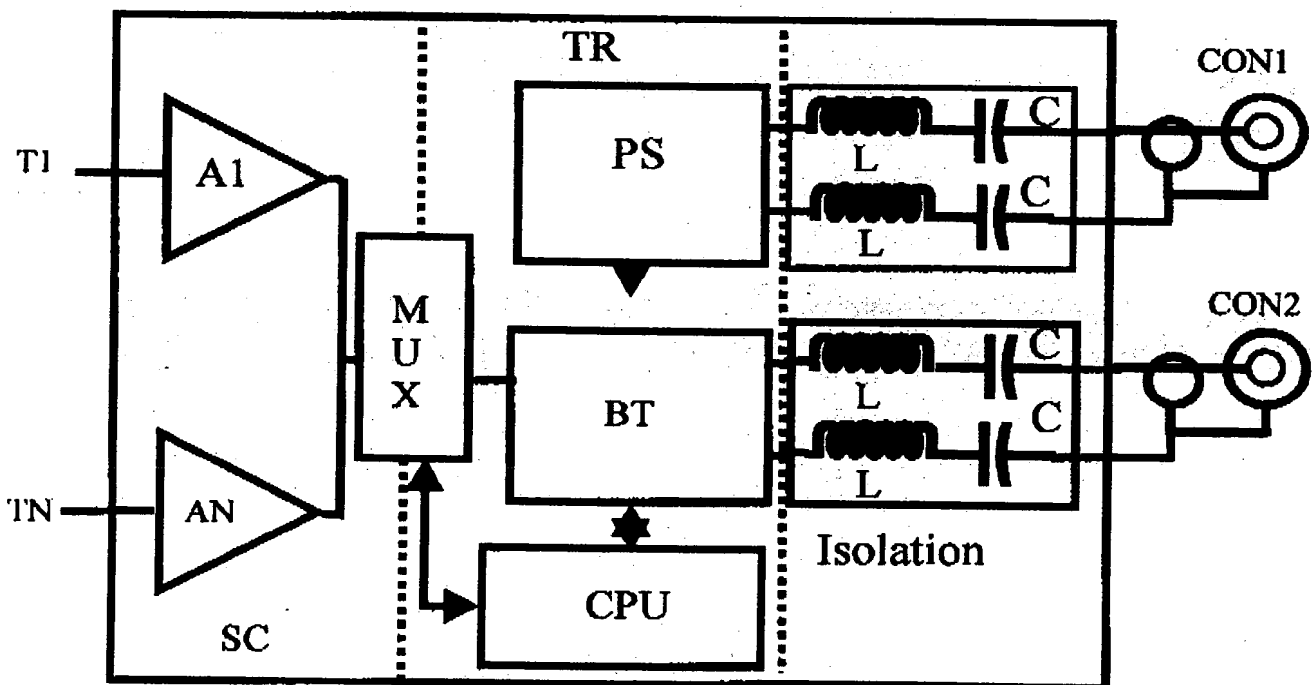


FIG 4

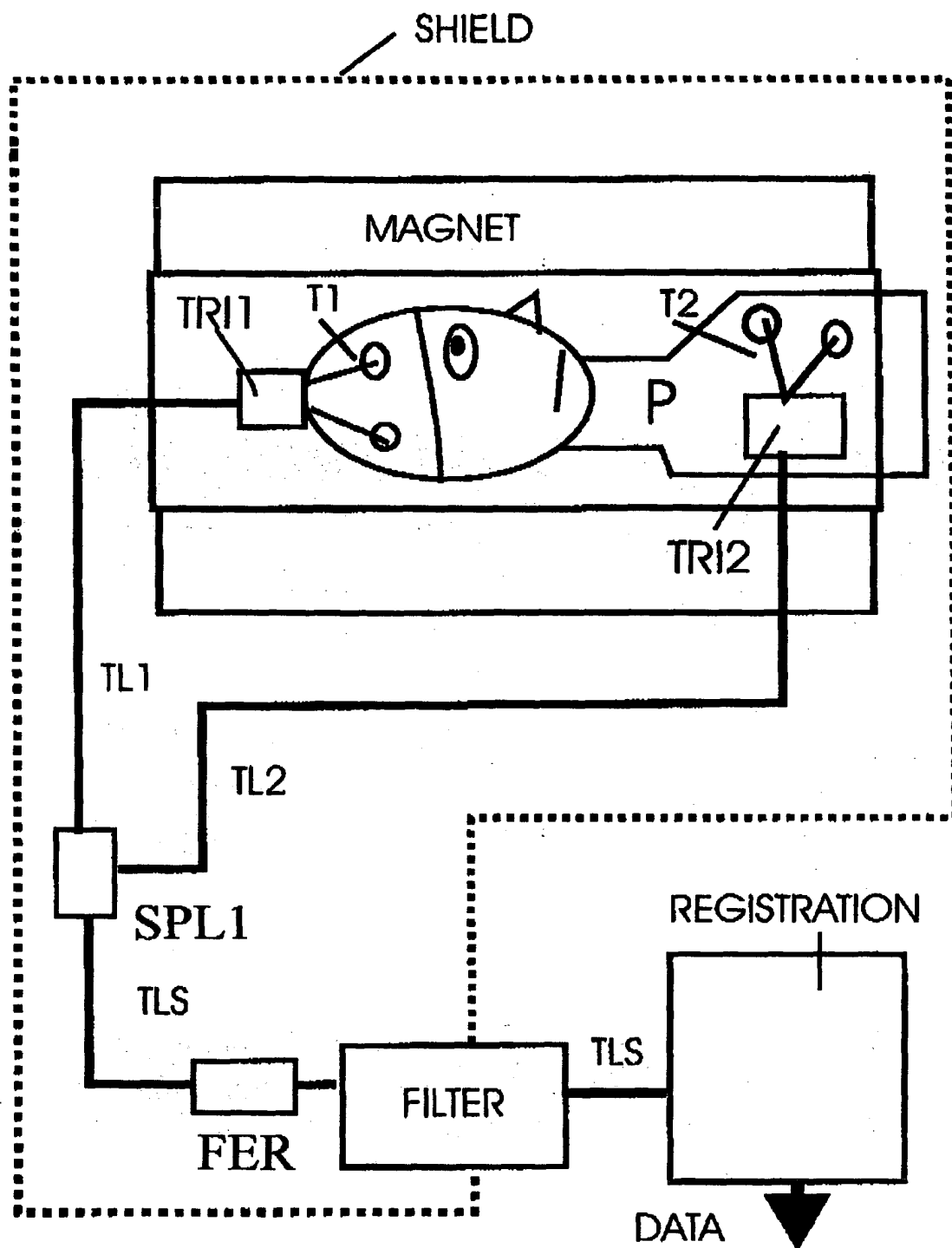


FIG 5

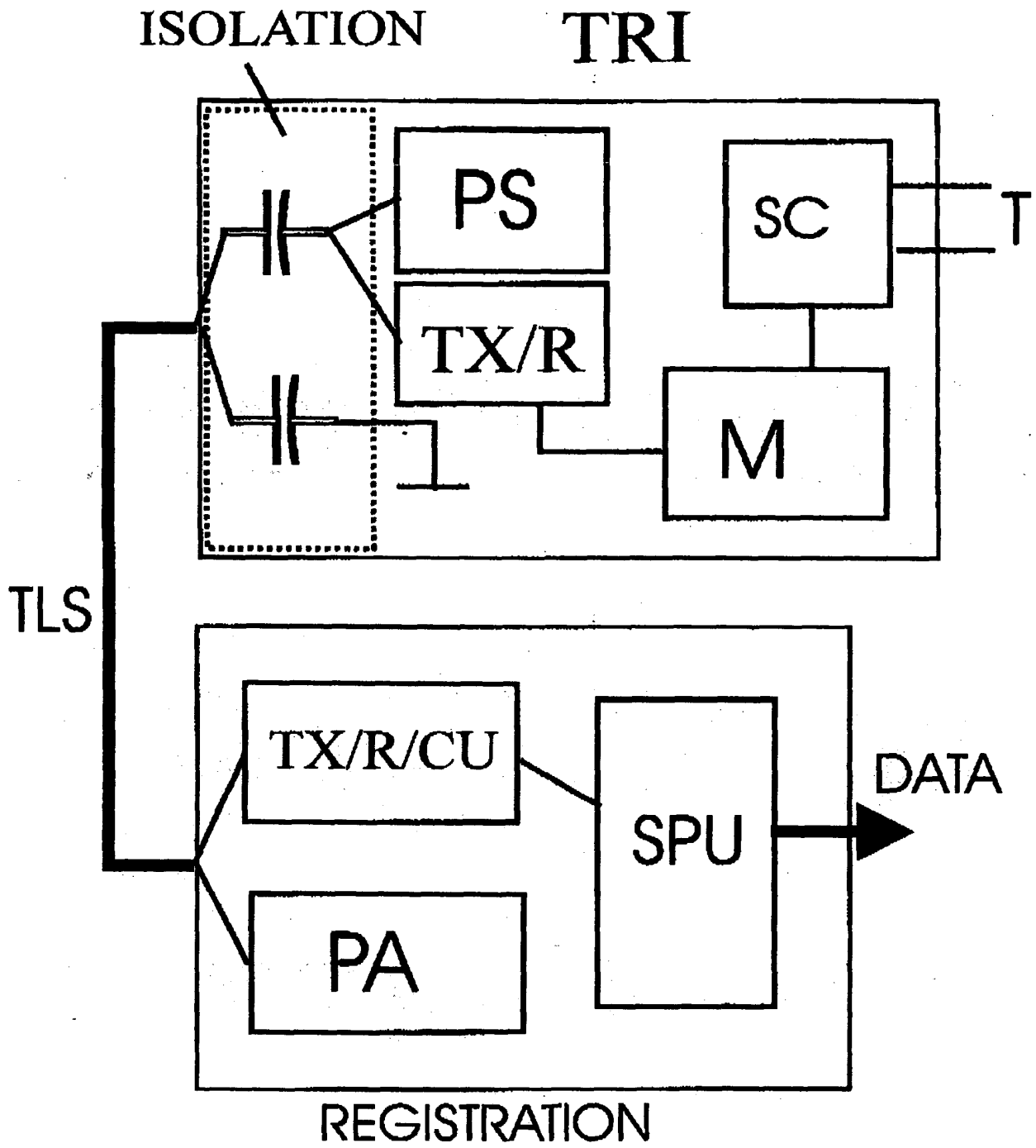


FIG 6

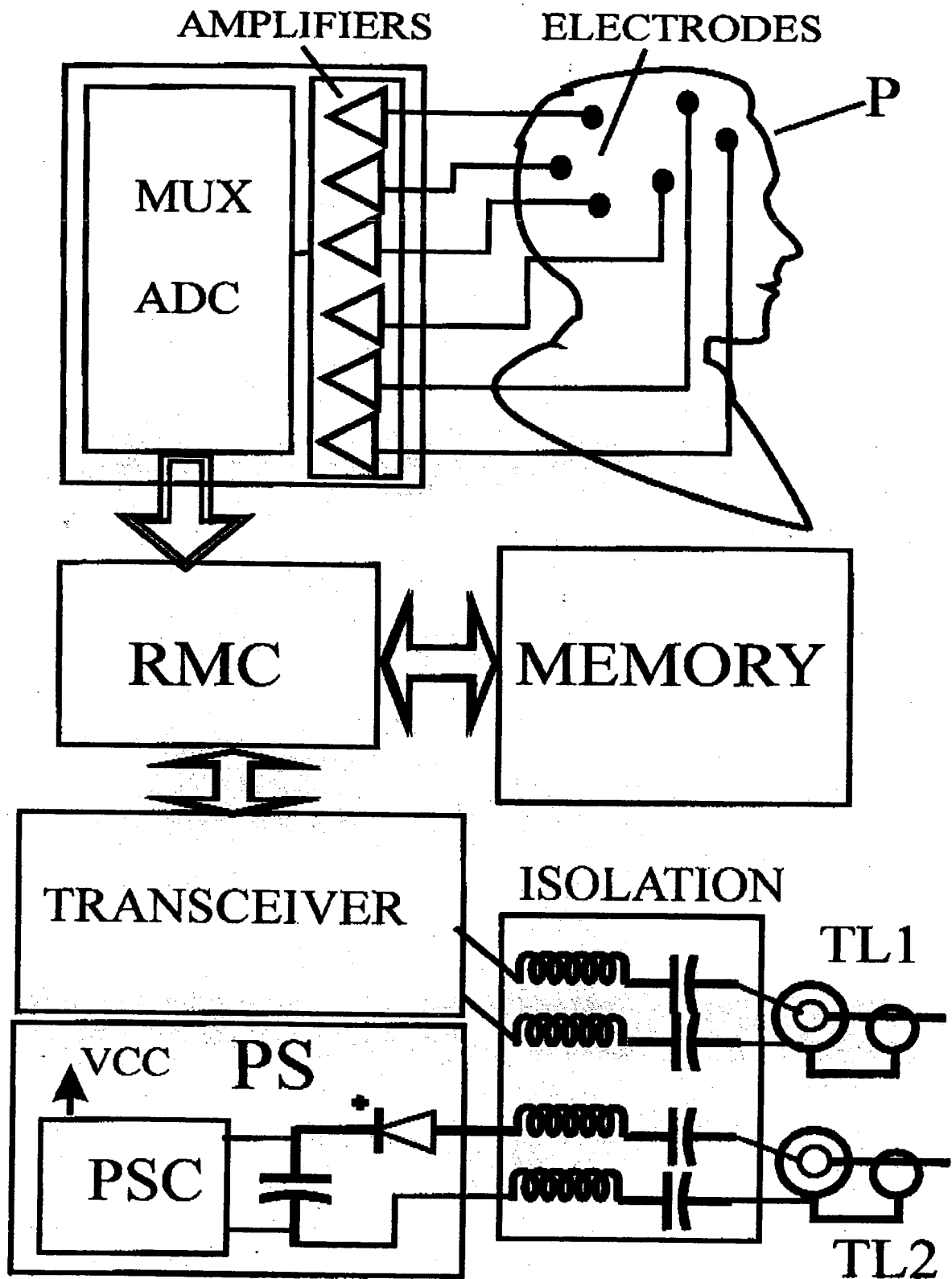


FIG 7

ISOLATION

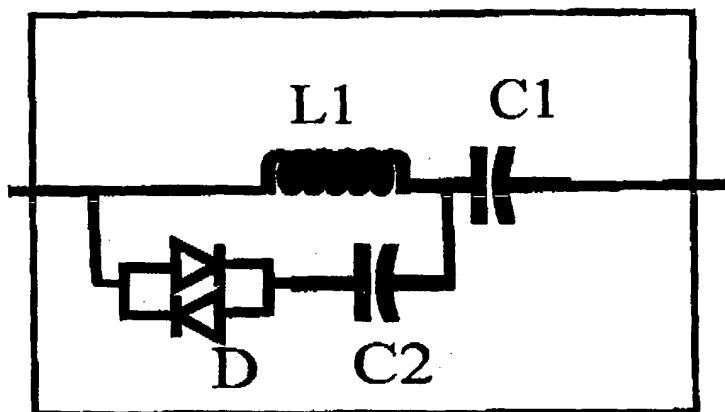


FIG 8

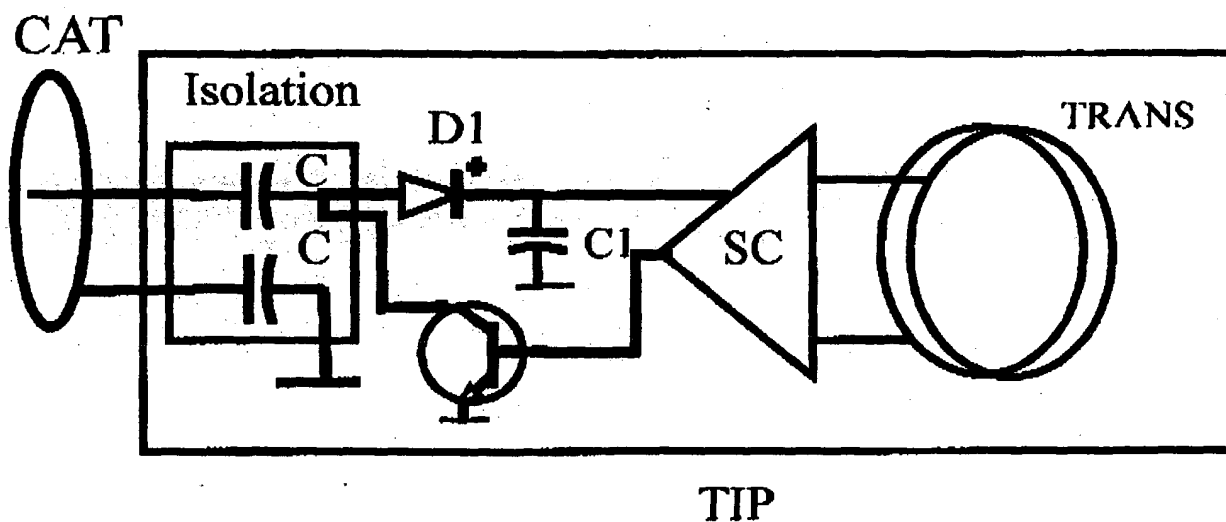
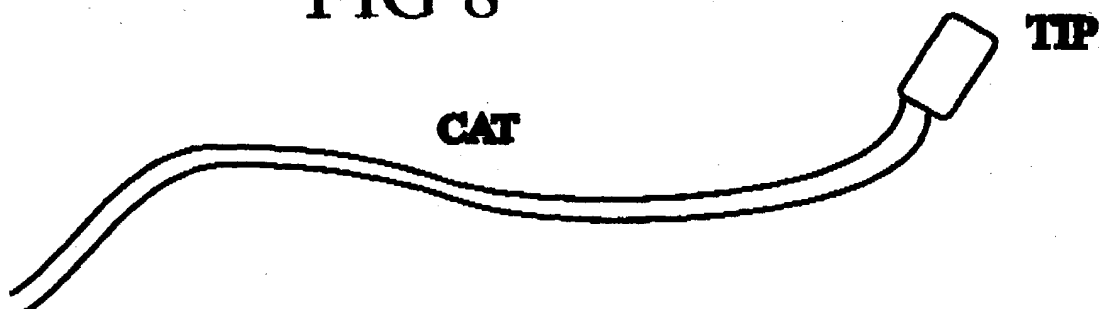


FIG 9

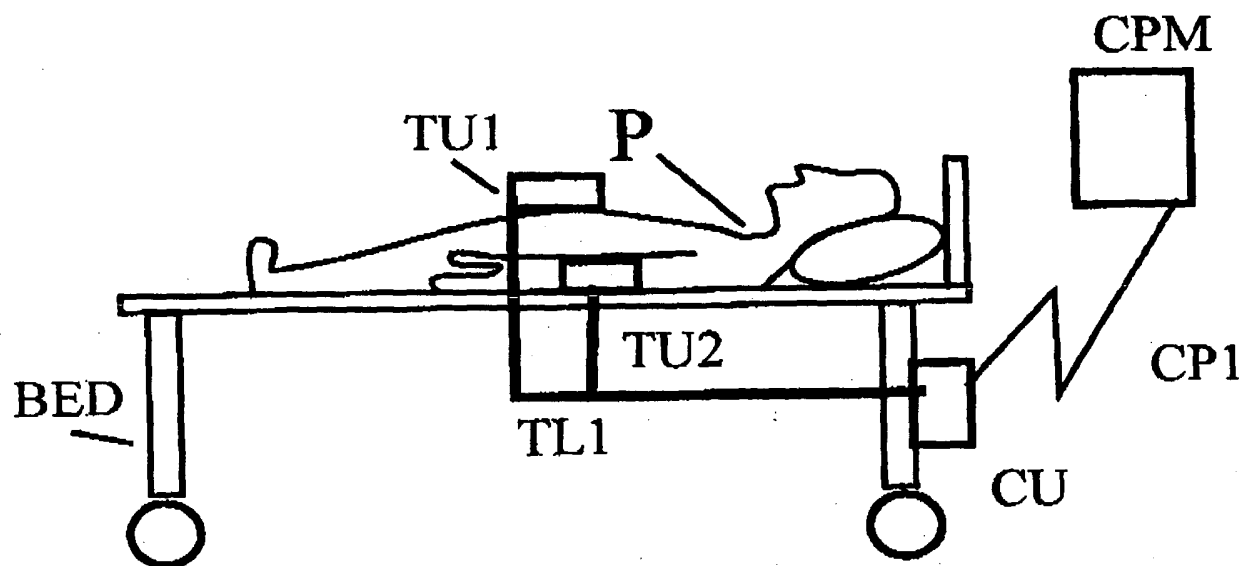


FIG 10

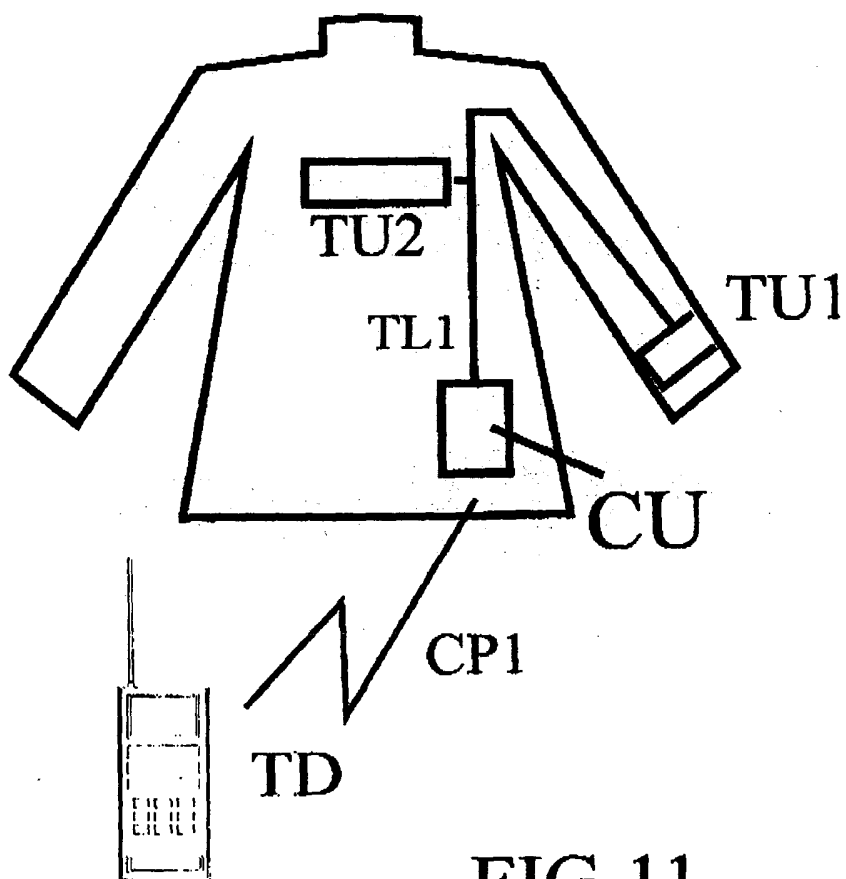
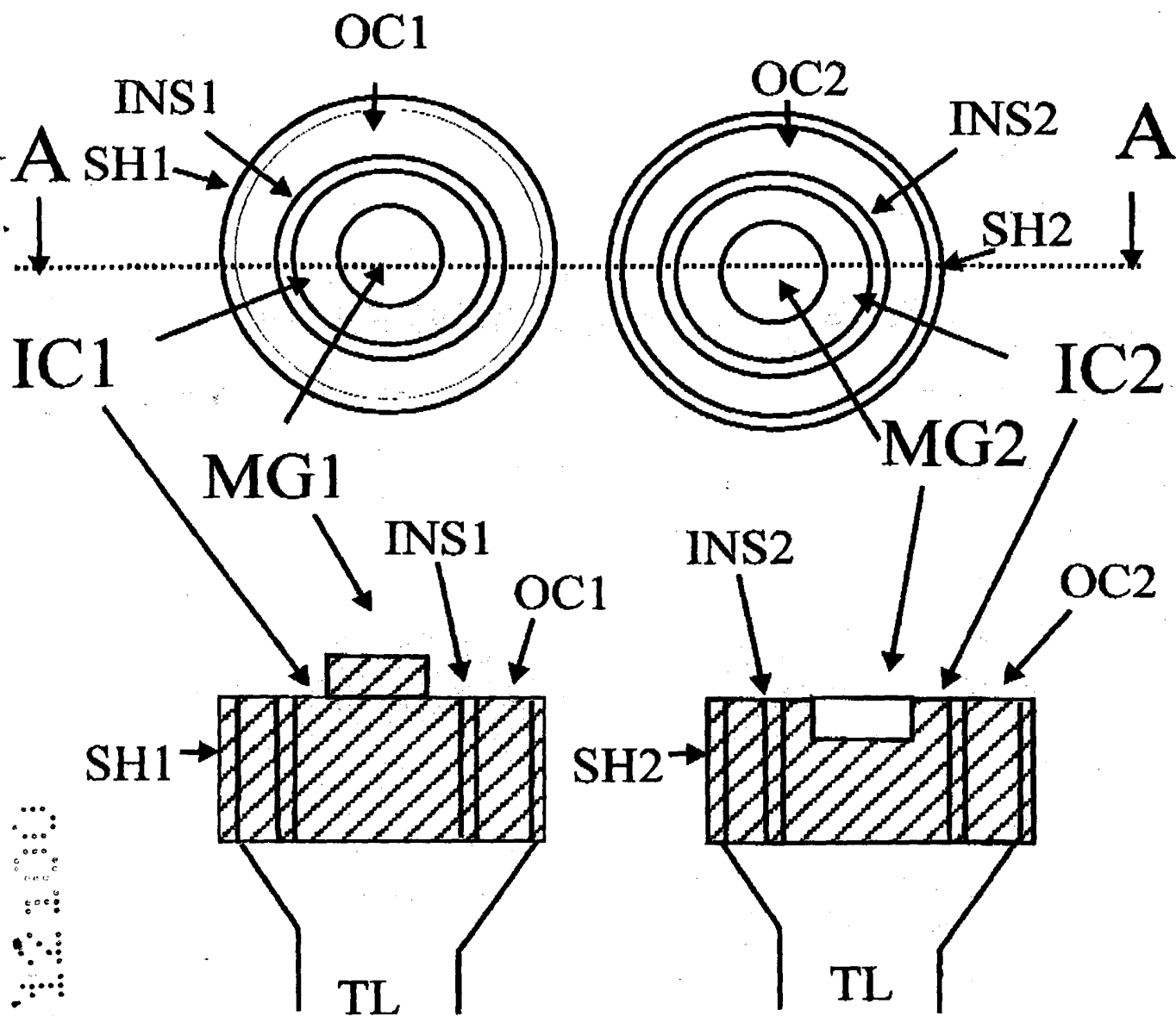


FIG 11



CUT A-A

FIG 12